

СИНТЕЗ СТРУКТУРИ ІНФОРМАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ

Описано структуру інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу судин людини. Проведено обґрунтування усіх електричних вузлів системи із врахуванням вимог, що висуваються до такого роду систем. Побудовано дослідний макет системи. Наведено результати роботи інформаційної системи.

Ключові слова: інформаційна система реєстрації та обробки пульсового сигналу, структурна схема, схема електрична принципова, макет, пульсовий сигнал, судини людини.

Описана структура информационной системы регистрации и обработки пульсового сигнала сосудов человека. Проведено обоснование всех электрических узлов системы с учетом требований, предъявляемых к такому роду систем. Построен исследовательский макет системы. Приведены результаты работы информационной системы.

Ключевые слова: информационная система регистрации и обработки пульсового сигнала, структурная схема, схема электрическая принципиальная, макет, пульсовой сигнал, сосуды человека.

The structure of information systems for recording and processing of pulse signal vessels. A study of all electrical components of the system with regard to the requirements imposed on such systems. Powered experimental model system. The results of the information system.

Keywords: information system of recording and processing of pulse signal, scheme structure, principal scheme electric, model, pulse signal, rights vessels.

Постановка задачі

За даними ВОЗ, всесвітньої федерації серця і всесвітньої організації інфаркту (станом на кінець 2013 р.) у всьому світі смертність від серцево-судинних захворювань (ССЗ) займає перше місце (31% від усіх захворювань), про що і свідчать високі показники розподілу смертності від ССЗ як для чоловіків так і жінок [1]. У розподілі захворювань ССС, які є першопричинами смертності людей, значна частка належить інсультам (29% та 33%) та інфарктам (45% та 37%) в основі яких лежить такий патологічний процес як змінна еластичності судин, що зумовлена змінною їх ригідності (жорсткості). Тому основною проблемою сучасної кардіології є задача зменшення статистики смертності від ССЗ шляхом своєчасного діагностування захворювання із використанням медико-діагностичних систем та запобігання розвитку хвороби відповідним лікуванням або профілактикою.

Дослідження пульсового сигналу людини, який відображає періодичне об'ємне коливання стінок судин під дією артеріального та венозного кровотоку (рис.1), дає змогу оцінити стан судин людини, зокрема змінну їх еластичності, та відстежити динаміку розвитку хвороби судин на початкових стадіях її розвитку.

При реєстрації зміни об'єму судини V_1 в період діастолі та об'єму судини V_2 в період систолі (рис.2а) спостерігається процес зміни об'єму кровонаповнення судини у певній фіксованій точці впродовж певного проміжку часу t у вигляді пульсового сигналу (рис.2б).

Для реєстрації пульсового сигналу застосовують ряд неінвазивних методів, зокрема пряму та об'ємну сфігмографію, флєбосфігмографію, плетизмографію, фотоплетизмографію та реографію, яким притаманні як недоліки так і ряд переваг [2]. У результаті аналізу цих методів реєстрації пульсового

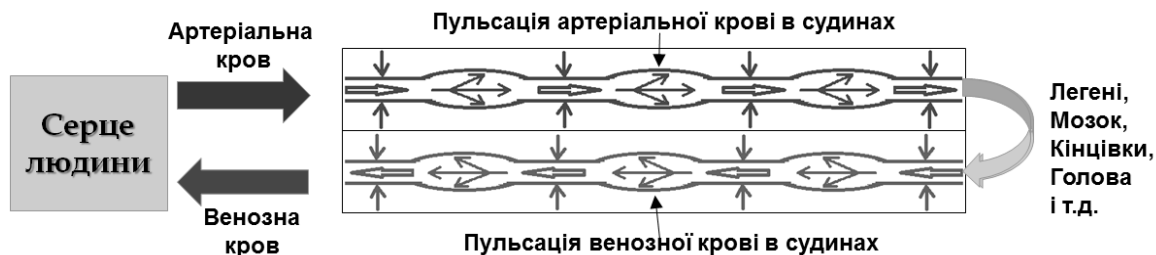


Рис. 1. Процес пульсації крові в судинах людини.

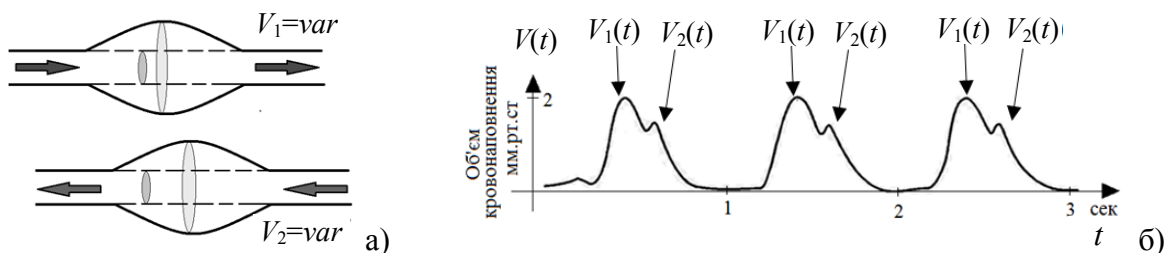


Рис. 2. Зміна об'єму судин V_1 (об'єм судини в період діастолі (рух артеріальної крові)) та V_2 (об'єм судини в період систолі (рух венозної крові)) в залежності від кровонаповнення: процес зміни об'єму судин під тиском крові (а); процес зміни об'єму кровонаповнення судини в певній фіксованій точці впродовж певного проміжку часу t (пульсовий сигнал) (б).

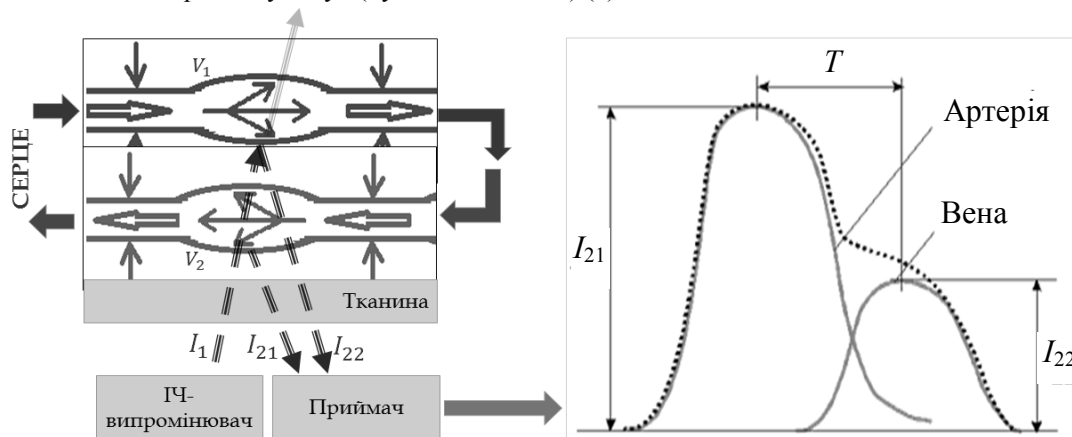


Рис. 3. Принцип реєстрації пульсового сигналу методом фотоплетизмографії.

сигналу встановлено, що фотоплетизмографічний метод у порівнянні із іншими неінвазивними методами реєстрації одночасно забезпечує не стиснення судин, високу точність та роздільну здатність, можливість подальшої обробки, візуалізацію та добовий моніторинг.

Фотоплетизмографічний метод базується на вимірюванні фотоприймачем інтенсивності $I_2 = I_{21} + I_{22}$ відбитого від судин (I_{21} – артерій та I_{22} – вен) або пройшовшого через них розсіяного світлового потоку I_1 , що породжується джерелом світла I_1 (рис.3).

Застосування інформаційних систем (ЕЛДАР (Росія), *Endo-Pat2000*, (Ізраїль),

PulseTrace PCA2 (США), *Senzio* (Голандія) та інші) для задачі діагностування стану судин серцево-судинної системи дають позитивні результати (отриманні шляхом реєстрації пульсового сигналу та подальшої його обробки), які відображаються у вигляді інформативних ознак як індикаторів стану судин.

Формулювання задачі

Аналізом відомих систем реєстрації пульсового сигналу (ПС) встановлено, що їх застосування для розв'язання вище сформульованої задачі не є доцільним через високу цінову вартість та обмеженість при обробці пульсового сигналу із метою отримання ря-

ду інформативних ознак на базі адекватної математичної моделі пульсового сигналу.

Також статистичну інформацію, яку видають відомі системи про стан судин, є не достовірною, не точною та малоінформативною при відстеженні динаміки розвитку хвороби судин на початкових етапах її розвитку.

Отже, розроблення недорогої по вартості інформаційної системи для задачі реєстрації та подальшої обробки пульсового сигналу з метою своєчасного (раннього) діагностування стану судин людини є актуальною науковою та інженерною задачею.

Синтез структури інформаційної системи

Для задачі реєстрації та обробки пульсового сигналу розроблено структуру інформаційної системи, яку наведено на рис.4. Вона складається з оптичного датчика ПС 1, фільтра високих частот (ФВЧ) 2, фільтра низьких частот (ФНЧ) 3, регульованого підсилювача 4, вузла узгодження 5, аналого-цифрового перетворювача 6, мікроконтролера 7, перетворювача *USB-UART* 8 та персонального комп'ютера 9.

Оскільки оптимальним діапазоном випромінювання джерела світла для задачі реєстрації ПС є діапазон видимого та ближнього інфрачервоного світла (625-740 нм), тому в якості датчика ПС використано оптичний датчик, який складається з інфрачервоного випромінююча у вигляді світлодіода та приймача відбитого інфрачервоного випро-

мінення від поверхні судин у вигляді фототранзистора (рис.5).

Вимоги, які висунуто до оптичного датчика є наступними: висока чутливість зміни вихідного струму датчика при мінімальній змінній інтенсивності світлового потоку, який відбивається від поверхні судини (з урахуванням шкіри людини); довжина хвилі випромінюючого та поглинаючого світла має становити в межах від 625 нм до 740 нм; невисока потужність споживання; стабільність роботи при зміні температури; захист від денного світла.

На рис. 6 наведено загальний вигляд оптичного датчика відбиваючого типу TCRT1000 [3] та його показник залежності зміни струму колектора від відстані датчика від судини до його поверхні (датчик такого типу володіє вище сформульованими вимогам).

Оскільки товщина шкіри людини коливається від 0,5 до 3 мм (без зміни коливання судин) [4], то можна припустити, що чутливість датчика в залежності від відстані (0,5-3 мм) буде становити від 0,4 до 0,8 мА.

ФВЧ з частотою зрізу до 0,5 Гц забезпечує виділення пульсууючої складової ПС на фоні постійної складової пульсового сигналу, яка визначається часткою світла, що поглинається у вимірюваному пульсовому циклі під час діастоли, і оптичними характеристиками крові, кісток та біологічної тканини. Значення частоти зрізу обґрунтовано тим, що при частоті 0,5 Гц відбуваються мінімальні зміни у структурі ПС [5, 6] (рис.7).

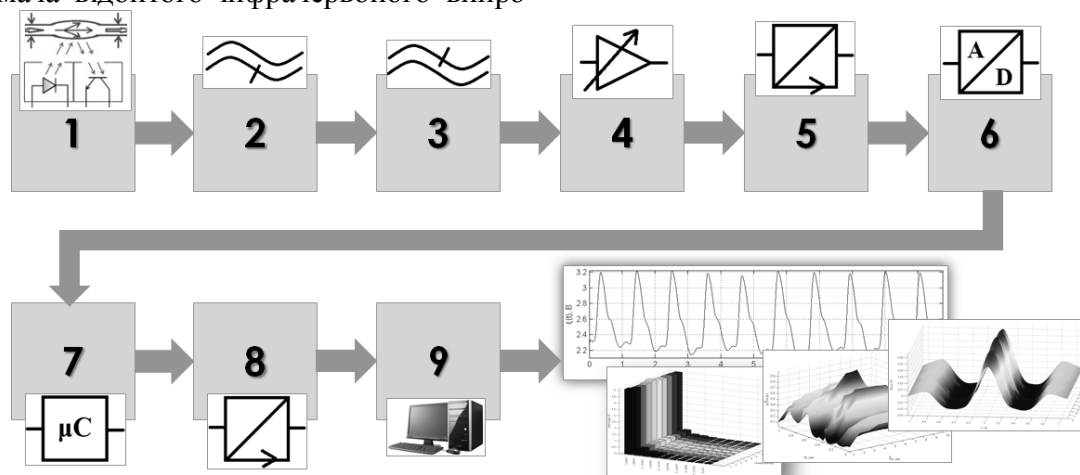


Рис.4. Структура схема інформаційної системи.

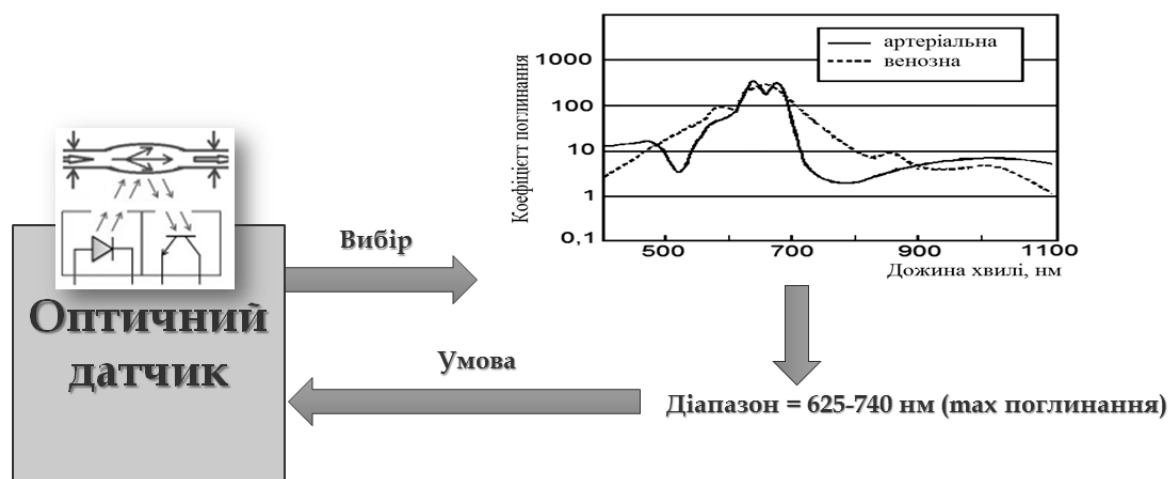


Рис.5. Умова вибору оптичного давача.

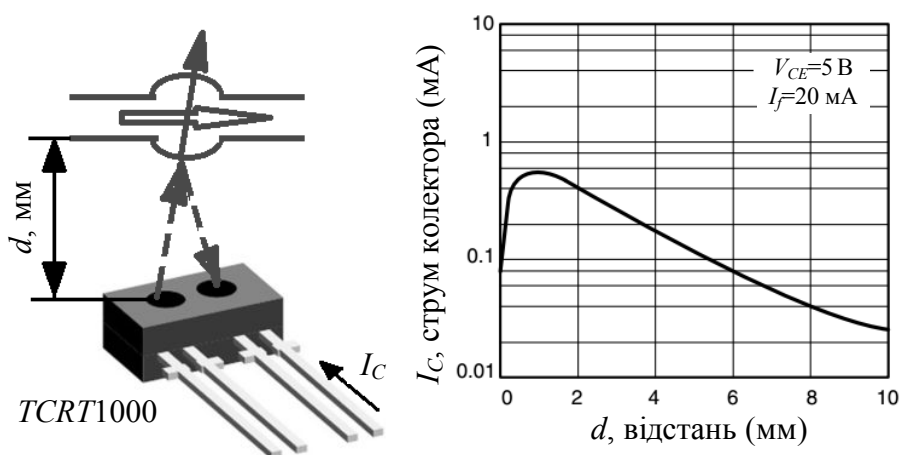


Рис.6. Залежність струму колектора від відстані датчика від судини до його поверхні.

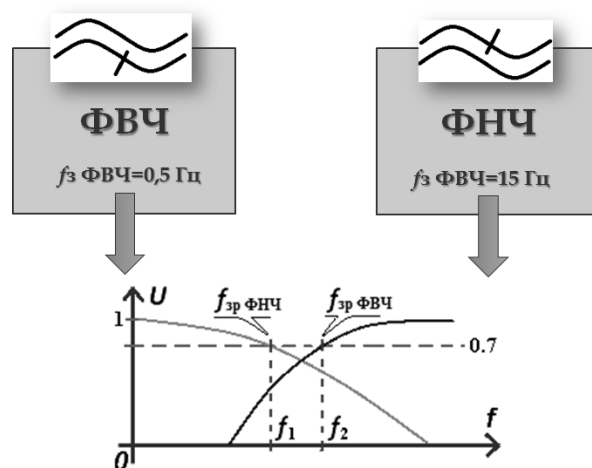


Рис. 7. АЧХ фільтрів ВЧ і НЧ ($f_1=0,5$ Гц, $f_2=15$ Гц).

ФНЧ з частотою зрізу 15 Гц забезпечує виділення пульсуючої складової ПС на тлі завад (внутрішні – артефакти, які обумовлені рухами та диханням людини; зовнішні – електромережа 220 В з частотою 50Гц, маг-

нітні поля). Значення частоти зрізу обґрунтоване тим, що основна спектральна потужність сигналів артеріальної пульсації крові зосереджена в смужі частот до 15 Гц [7, 8] (рис.7).

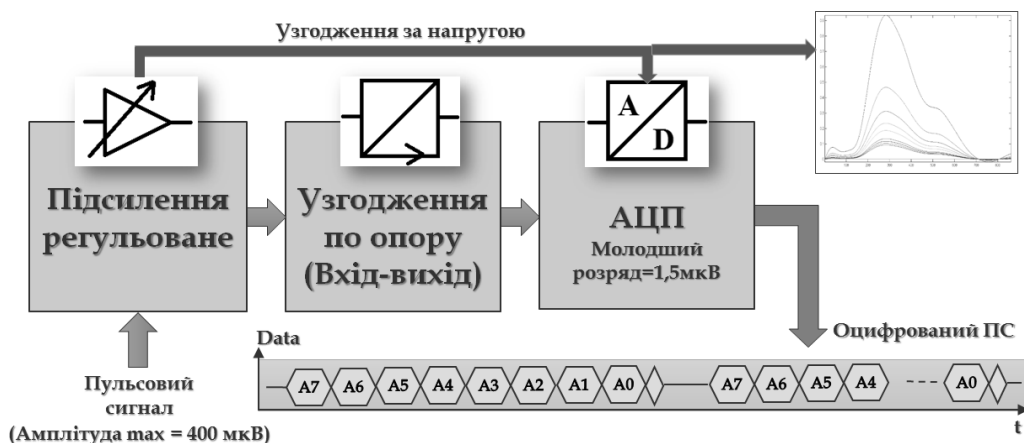


Рис. 8. Підсилення ПС із подальшим його оцифруванням.

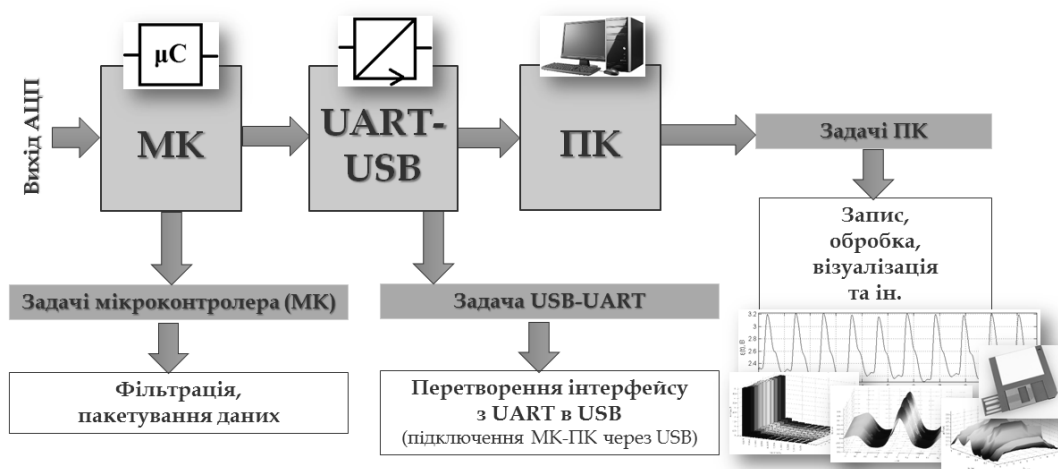


Рис. 9. Процес обробки ПС.

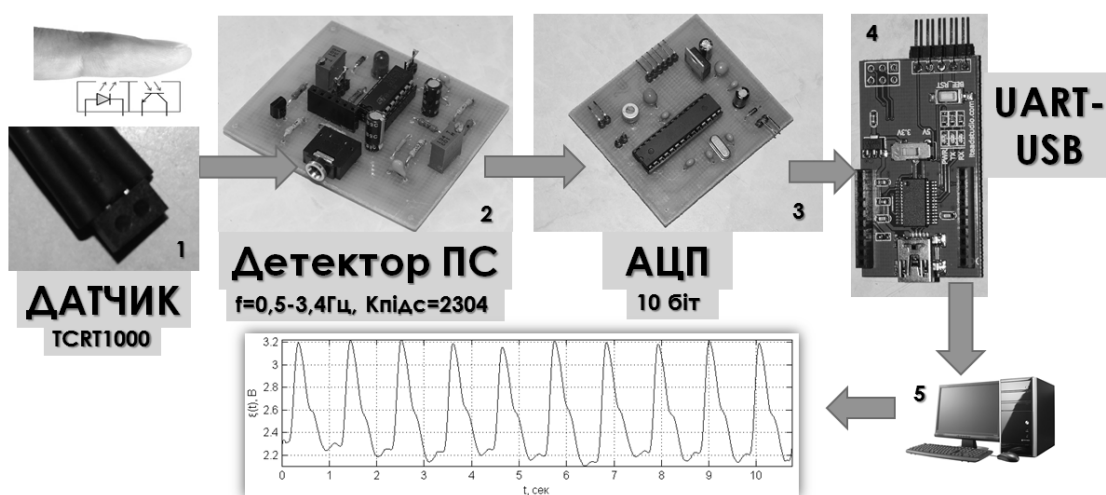


Рис. 10. Макетна реалізація інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу.

Регульований підсилювач 4 забезпечує підсилення низького за амплітудою ПС до необхідного рівня його детектування (рис.8). Блок узгодження 5 здійснює узгодження входу аналого-цифрового перетворювача (АЦП)

6 з виходом регульованого підсилювача ПС по опорі (рис.8). АЦП 6 оцифровує ПС з метою підключення до мікроконтролера 7 як ядра інформаційної системи де відбуваються додаткові процеси попередньої обробки

(фільтрація, пакетування даних тощо).

Перетворювач *UART-USB* 8 забезпечує підключення виходу мікроконтролера 7 до персонального комп'ютера 9 через його *USB*-порт, де відбувається процес подальшої обробки ПС (запис, обробка, візуалізація тощо) (рис.9).

Реалізація дослідного макету інформаційної системи та аналіз отриманих результатів

У лабораторіях кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя виготовлено дослідний макет інформаційної системи для реєстрації та обробки пульсового сигналу (рис.10).

В якості мікроконтролера використано мікропроцесор *ATMEGA8A* із внутрішнім АЦП, який має розрядність 8 біт. Інформаційна система забезпечує реєстрацію ПС та передавання даних через *USB*-порт на персональний комп'ютер, де дані піддаються обробці. Для відлагодження програмного коду мікроконтролера *ATMEGA8A* на платі

детектора передбачено підключення до послідовного програматора. За запитом програмного забезпечення, яке встановлено на персональному комп'ютері користувача, відбувається програмна комутація дослідного макету із ПК з подальшою реєстрацією, оцифрування і записом ПС у пам'ять персонального комп'ютера.

Для демонстрації можливостей інформаційної системи наведено отримані з її допомогою зображення реалізації пульсового сигналу пацієнтів як в стані норми так і патології (стан патології визначена за результатами переднього індивідуального обстеження іншими діагностичними методами) (рис.11).

За отриманими реалізаціями пульсових сигналів (рис.11) інформаційна система використовуючи програмний код, який реалізовано в середовищі *MATLAB*, здійснює автоматизовану обробку з метою виділення важливо-інформативних ознак для своєчасного діагностування стану як усієї серцевої системи так і окремо судин людини.

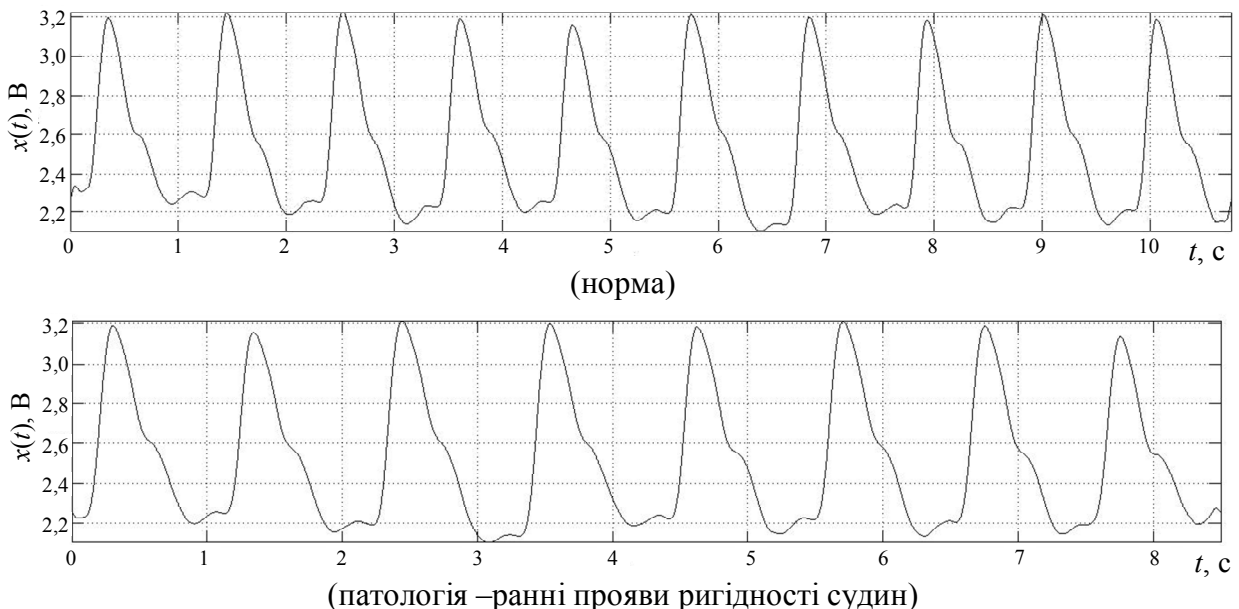


Рис.11. Реалізація пульсового сигналу, яка зареєстрована макетом інформаційної системи.

Висновки

Розроблена структура інформаційної системи дала змогу зареєструвати пульсовий сигнал методом фотоплетизмографії. Структурна схема системи реалізована у вигляді макету. Застосована при проектуванні ма-

кету елементна база є доступною та недорогою та забезпечує стабільність роботи системи при реєстрації пульсового сигналу з подальшою його обробкою, що вказує на актуальність її застосування в області кардіології.

Перспективним є застосування макету для своєчасного діагностування таких складних патологічних станів як інсульт та інфаркт за результатами обробки пульсових сигналів після їх успішної реєстрації статистичними методами з теорії стаціонарних та нестаціонарних випадкових процесів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Всемирный атлас профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и борьбы с ними / Под ред. Shanthi Mendis, Pekka Puska and Bo Norrving. – Женева: ВОЗ, Всемирная федерация сердца, Всемирная организация инфаркта, 2013. – 163 с.
2. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі // Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки. – 2013. – №1. – С. 183-186.
3. www.vishay.com – документація на оптичний датчик руху TCRT1000.
4. *Delmar Thomson Learning The Integumentary System*. – Cengage Learning, 1999. – Т.3. – (Medical Terminology Series).
5. *Allen J, Murray A. Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics // Computers in Cardiology*. – 2004. – 31. – P. 485-488.
6. Федотов, А.А. Амплитудно-временной метод детектирования характеристик точек сигнала пульсовой волны // Медицинская техника. – 2012. – №6. – С.22-28.
7. Гусев, В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.
8. *Moore J. Biomedical technology and devises*. – CRC Press LLC, 2004. – 750 p.